

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 04-180730
 (43)Date of publication of application : 26.06.1992

(51)Int.CI.

A61B 5/0245
A61B 10/00

(21)Application number : 02-308692
 (22)Date of filing : 16.11.1990

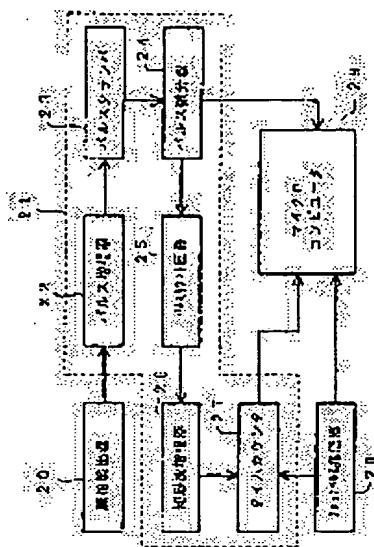
(71)Applicant : TAKARA ATSUFUKU
 (72)Inventor : TAKARA ATSUFUKU

(54) STRESS LEVEL MEASURING INSTRUMENT

(57)Abstract:

PURPOSE: To simply measure the stress level and to analyze and evaluate its result by measuring the number of pulses by time.

CONSTITUTION: When a pulse detector is installed, and a detection light is put onto a fingertip, a photodetector detects a variation caused by a pulsating flow, and a waveform corresponding to the number of pulses is generated. A pulse waveform is inputted to a pulse counter 21, amplified by a pulse amplifier 22, and a waveform of a noise level is cut by a pulse clumper 23, and shaped as a pulse by the pulsating. The pulse shaped by the pulse clumper is processed by a six time portion unit by a pulse counting circuit 25 and converted to a stepwise waveform. Subsequently, it is converted to an exact square wave by a square wave amplifier 26, sent to a time counter 27, and a count being proportional to length of the square wave is obtained. This numerical value is sent to an input part of a microcomputer 29.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C): 1998,2003 Japan Patent Office

⑫ 公開特許公報 (A) 平4-180730

⑬ Int. Cl. 5

A 61 B 5/0245
10/00

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 平成4年(1992)6月26日

X 7831-4C
F 7831-4C
8932-4CA 61 B 5/02 3 2 1 T
審査請求 有 請求項の数 3 (全 13 頁)

⑮ 発明の名称 ストレスレベル測定装置

⑯ 特願 平2-308692

⑯ 出願 平2(1990)11月16日

⑰ 発明者 高良篤福 神奈川県横浜市緑区竹山2丁目3番地の10 竹山団地2306
-616⑯ 出願人 高良篤福 神奈川県横浜市緑区竹山2丁目3番地の10 竹山団地2306
-616

⑰ 代理人 弁理士 川島順

明細書

1. 発明の名称

ストレスレベル測定装置

2. 特許請求の範囲

(1) (a) 脈拍検出部で検出した脈拍信号を処理して、単位時間当たりの平均脈拍数を連続的に計数してそれを一時記憶すると共に表示する手段、

(b) 上記 (a) により連続して計数した単位時間当たりの平均脈拍数を逐次比較して、その最低値が入力される毎に一時記憶された最低脈拍数を更新してそれを表示すると共に、最終的な最低脈拍数を当日処理の基礎脈拍数として決定し、それを記憶すると共に表示する手段、

(c) 当日処理の基礎脈拍数と過去に計測された本人の基礎脈拍数の最下限値とを比較して、過去に計測された最下限値を下回る基礎脈拍数が出現した時には最下限値を更新すると共に、これを記録表示する手段、および、

(d) 測定終了時に、当日処理の基礎脈拍数から過去に計測された本人の基礎脈拍数の最下限値

を減算して得た値をストレスレベルとして記憶すると共に、過去の一定期間における本人のストレスレベルと共に比較表示する手段とを含むことを特徴とするストレスレベル測定装置。

(2) 新たに入力された平均脈拍数が一時記憶された最低脈拍数よりも小さくて、しかもその差が一定のしきい値よりも大きい時は、その測定値をエラーデータとして不採用にするエラーデータ除去手段を設けたことを特徴とする請求項1. のストレスレベル測定装置。

(3) 単位時間当たりの平均脈拍数を逐次比較して、その最低値が入力される毎に一時記憶された最低脈拍数を更新してそれを表示する際、信号音を発して最低脈拍数が更新されたことについての被検者の注意を喚起する手段を設けたことを特徴とする請求項1. のストレスレベル測定装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は電子式計測器により、心臓の脈動数（脈拍数）の最低値を測定し、過去のデーターと比較することにより、当日の疲労や精神的ストレスの度合いを判断することのできるストレスレベル測定装置に関するものである。

〔従来の技術〕

現在の医療機器は、電子技術の発達により目覚ましく進歩し、病気や健康診断用に様々な装置がある。

この様な目的に使用されるものとして脈拍計があるが、脈拍計に関する発明や考案は数多くある。特に脈拍計においては、脈拍は一般に時々刻々変化するので、いかに正確にしかも短時間で平均脈拍数を計測するかが問題の焦点になっている。

そのために、通常、脈拍信号のパルスの周期の時間を測定して、この測定値から1分間当たりの脈拍数に換算する周期換算方式が用いられている。この方式においてもサンプリングデータのバラツ

- 3 -

目的を実にしている。

又、脈波速度の判定によって、健康状態を測定するものが市販されているが、かなり高価で個人向きではない。

〔発明が解決しようとする課題〕

人間の健康状態を正確に計測してそれを適確に表示することは非常に困難である。なぜならば、今までには、人間の健康状態を適確に現す適当な尺度が存在せず、専門医等が体温、脈拍、心電図等から総合的に判断する以外は適当な方法なかったからである。

ところが、本発明者は、経験的に脈拍数の最低値を知り、安静にしていた時の脈拍数の変動が人間の健康状態を現すパロメータとなるとの知見を得、この知見に基づき電子式測定器を用いて人間の健康状態を適確に表示することのできる測定・表示器を開発したものである。

以下この知見について説明を補足する。

(イ) 体温と脈拍数の変動巾

入院した時、何処の病院でも一日3回体温と脈

拍によるデータの信頼性の問題があるが、分散値を基準値と比較してデータのバラツキを少なくする方式として特開昭61-209634号等がある。また、時系列的に脈拍値を演算処理することによって平均値を正確にしかも短時間で得る方法として特開昭64-49538号がある。

これらはいずれも脈拍計そのものに関する発明であり、いかに正確に脈拍数が測定されても、医学知識のない一般の人々が、この測定値を用いて直ちに健康状態を判断することは非常にむずかしい。

そこで、脈拍計に使用者の平常脈拍数を設定し、運動を行った後の脈拍がこの平常脈拍数までに回復する時間を測定する機能を付加して、運動による体力向上の程度を知ろうとしたものが特開昭62-53633号として提出されている。

この発明は運動によって多くなった脈拍数が平常に戻るまでの時間で本人の体力を測定しようとするもので、本人の過去の履歴データと比較して本人の健康状態を表示する本発明のものとはその

- 4 -

拍を計る。これらは身体状況、特に病状を知る上で、極めて重要なからである。

体温は標準的な36度から、高熱で42度位まで変化する。その変化比率は

$42 + 36 = 1.17$ すなわち、標準値から最高値まで17%の変化の幅がある。

これに対し脈拍の場合、標準値を70として最高値は200位である。同様にして変化比率を計算すると $200 + 70 = 2.85$

最高値は185%も増加する。これは実に、体温変化の10倍も激しいことを示している。

又体温の変化の時定数は、6分程度といはれるのに対し、脈拍は3秒程度で反応する。この反応速度は後者が百倍も多いことが分る。

本発明はこの激しく変化する脈拍の特性について研究した結果、体温計では検出できないような微妙な変化までも検出できる、健康状態と相関関係にある脈拍数の検出表示方法を見出したのである。脈拍数の変化の激しさは即、僅かな症状の変化をも、感知できることを示している。

- 6 -

(ロ) 「ストレスレベル」と健康度合の関係
人は外からの刺激に対し、防衛機構が働く、これがストレスである。ストレスが一定の限度を越し、これに耐えられなくなつた状態が病気であるといはれている。ストレスが増えれば、健康状態は低下する。

脈拍数は立つてゐるか、座つてゐるか、寝てゐるかによって、敏感に変化し、又同じ姿勢で動かすにいても、絶えず変動を繰返すものである。身体にかかる負荷の増大があれば、直ぐに脈拍数は増加する。歩いたり走ったり物を持ち上げたりした時、それに応じて脈拍数が上昇することは、誰でも体験していることである。

このことは脈拍数を制御する器官は、身体各部からの負荷状況を受信し、集約することを示めしている。病気を含めて負荷が少なくなれば、脈拍数が低くなることは容易に推定できる。横になつた時が一番低くなる。この原理を利用して、人間の健康状態の判定に役立てようとするものである。

(ハ) 「ストレスレベル」と基礎脈拍数の関係

- 7 -

例えば、毎朝、寝床で目覚めた直後の一一番リラックスした時の脈拍数を測定すれば、一番低い脈拍数を計測できる筈である。しかも測定時の条件は同一となり、測定精度も向上する。

このように、一日の内で一番リラックスした時の脈拍数が最も低くなる。この、脈拍数の最低値をここでは、「基礎脈拍数」と称する。

しかしながら、当然この基礎脈拍数は季節や本人の健康状態によって変化する。そこで、長期的に本人の基礎脈拍数を計測して、その最低値（ここでは「最下限基礎脈拍数」と称する。）を記録する。この最下限基礎脈拍数が本人の最高の健康状態を現すことになる。

つまり、最下限基礎脈拍数とその日測定した基礎脈拍数との差が不健康の度合いを現すことになる。したがつて、基礎脈拍数から最下限基礎脈拍数を減算して得た値をここでは「ストレスレベル」と称する。

しかし、計測を開始した当初に於いては、この最下限基礎脈拍数はしばしば更新されることにな

平常時の脈拍数が低い程健康である。事実マラソンの選手は一般の人々よりかなり低いといはれる。適度な運動を、長期にわたり継続すると、健康度合の改善に比例して脈拍数が、次第に低下すると考えられる。

1回2キロメートルの軽いジョギングを始めた初期の頃から、平常脈拍数を連続的に測定した結果、2週間にわたり1日平均1分当たり1拍ずつ低下することが確認された。これは自覚できない程の身体の微少な変化に、敏感に反応していることの証拠である。

毎日同じ時刻頃ジョギングを開始、出発時の脈拍数を測定すると、その度毎に数値が変わることが分る。これは測定前の身体状態に密接な関係がある。出発時の脈拍数は、その直前の生活条件によって変化する。例えば外出から帰宅後のように、活動した直後であれば高く、昼寝で休んだ直後であれば低くなる。そしてその日の健康状態によつても、かなり影響を受けることが分ってきた。

女性が避妊のため基礎体温を測定するように、

- 8 -

る。初期においては毎日更新されることが多いが、次第にその間隔が延びて半年か一年に一回の更新になる。

このような状態になれば計測されるストレスレベルは極めて正確に本人の健康状態を現すことになる。

【発明の目的】

そこで、本発明は、肉体的疲労や、精神的ストレスの累積状態、すなわち、ストレスレベルを簡単に測定しその結果を分析、評価することができるストレスレベル測定装置を提供することを第1の目的とする。

本発明は、病院用としては勿論、家庭用として特に専門知識を持たなくとも簡単に本人の健康状態を判断することができるストレスレベル測定装置を提供することを第2の目的とする。

本発明は、軽量で、取扱いが容易で携帯用として便利で、しかも、安価なストレスレベル測定装置を提供することを第3の目的とする。

【課題を解決するための手段】

- 10 -

上記目的を達成するために、請求項 1. のストレスレベル測定装置は、

(a) 脈拍検出部で検出した脈拍信号を処理して、単位時間当たりの平均脈拍数を逐次的に計数してそれを一時記憶すると共に表示する手段、

(b) 上記 (a) により逐次して計数した単位時間当たりの平均脈拍数を逐次比較して、その最低値が入力される毎に一時記憶された最低脈拍数を更新してそれを表示すると共に、最終的な最低脈拍数を当日処理の基礎脈拍数として決定し、それを記憶すると共に表示する手段、

(c) 当日処理の基礎脈拍数と過去に計測された本人の基礎脈拍数の最下限値とを比較して、過去に計測された最下限値を下回る基礎脈拍数が出現した時には最下限値を更新すると共に、これを記録表示する手段、および、

(d) 測定終了時に、当日処理の基礎脈拍数から過去に計測された本人の基礎脈拍数の最下限値を減算して得た値をストレスレベルとして記憶させると共に、過去の一定期間における本人のストレ

- 11 -

ックパルスによってカウントすることによって行われる。この際 100 ヘルツのクロックパルスを使用すれば、1/100 秒単位の細かさで時間を測定することができる。

次に、測定された時間から単位時間 (1 分) 当りの脈拍数を逆算する。1/100 秒単位で計測されているので、得られた単位時間 (1 分) 当りの平均脈拍数は有効桁数 0. 1 拍の精度でカウントすることができる。

ステップ S 3 で当日処理の平均脈拍の最低値を記録更新する。

この処理は各サンプル毎に計測されてくる平均脈拍数を逐次比較して、その最低値を記録することによって行われる。この処理時間は経験的には 5~10 分で最低値が次第に収斂してきて、それ以上長く測定してもそれ以下の値は得られないで、8 分程度で十分である。

ステップ S 4 でサンプル中のエラーデータを除去する。(後で述べる。)

ステップ S 5 でこのようにして得られた平均脈

スレベルと共に比較表示する手段とを含むことを特徴とする。

これを第 1 図の原理を説明するためのフローチャートに従って、具体的に説明する。

まず、ステップ S 1 で脈拍信号のサンプルを逐次的に抽出する。

通常 5~10 拍単位でサンプルを抽出して各サンプル毎に平均脈拍数計算のための一括処理をする。

ステップ S 2 で各サンプル毎に平均脈拍数の計算を行う。

平均脈拍数を使用する理由は、1~2 拍単位で脈拍のパルスの周期時間を測定すれば、バラツキが多く、データの精度が落ちるために、最低 5 拍以上の脈拍信号を一括処理してその平均値を出す。

ここでは、単位脈拍数を 6 拍として単位脈拍数毎の時間を測定し、単位時間当たり(例えば、1 分)の平均脈拍数の計算を行なっている。

この時間の測定は、抽出された 6 拍単位の脈拍信号のパルスの周期すなわち、波長の長さをクロ

- 12 -

拍数の最低値からエラーデータによるものを除いたものを当日処理の基礎脈拍数として決定して、それを記録すると共にディスプレイ等に表示する。

ステップ S 6 で当日処理の基礎脈拍数と過去に計測された本人の基礎脈拍数の最下限値(最下限基礎脈拍数)とを比較して、当日処理の基礎脈拍数が最下限基礎脈拍数を下回った時は最下限基礎脈拍数を更新すると共にこれをディスプレイ等に表示する。

ステップ S 7 で当日処理のストレスレベルを求める。

このストレスレベルは当日処理の基礎脈拍数から過去に計測された最下限基礎脈拍数を減算することによって得られる。

ステップ S 8 で当日処理のストレスレベルを過去の一定期間における本人のストレスレベルと共に比較表示する。そのためには、過去の一定期間、少なくとも、2 週間分のストレスレベルをメモリに記憶させておく必要がある。また、比較表示は、測定終了のスイッチを押すと自動的にグラフの日

- 13 -

-186-

- 14 -

付けが繰り上げられ、当日分を含めて常に、一定期間、例えば、2週間分のストレスレベルがグラフとしてディスプレイ等に表示される。

〔エラーデータの除去〕

脈拍の測定時にくしゃみをしたり、不整脈が出るとその値が大きく変化する。特に不整脈の場合は脈拍間隔が延びるので、単位脈拍数(6拍)をカウントする時間がその分だけ長くなり、それを元にして計算した平均脈拍数は比較的小さい値となる。したがってこの不整脈等のエラーデータを除去するために、請求項2のストレスレベル測定装置ではエラーデータを除去する手段を設けた。

すなわち、第1図のステップS3の処理中で、それまでに一時記憶された最低脈拍数より下回る平均脈拍数が出現した時は、ステップS4において前回までの最低脈拍数との差を出してその差が一定のしきい値を越える時は、これを不整脈等によるエラーデータとしてカットする。

なお、通常の平均脈拍数の変化は1~2拍程度であるが、不整脈が出ると3~4拍も変化する。

- 15 -

する必要がある。ところが、最近の技術によれば、圧力や温度の計測に比較して時間の測定が最も精度がよいのでストレスレベルの測定の基礎を脈拍数とした。しかも、この脈拍数の測定には単位時間当たりの平均脈拍数を用いているので、バラツキのない正確な測定値を得ることができる。

次にこの平均脈拍数の最低値を抽出することにより、当日の本人の最良の状態における脈拍数を基礎脈拍数として決定することができる。

またその際、不整脈等によるエラーデータを除去してデータの信頼性を高める。

次に、当日の基礎脈拍数と過去に計測された本人の基礎脈拍数の最下限値とを比較して、過去に計測された最下限値を下回る基礎脈拍数が出現した時に、それを更新することにより、本人の最下限値すなわち最良の状態を現す基礎値を常に更新することによりデータの信頼性を向上させることができる。

そして、当日の基礎脈拍数から過去の最下限基礎脈拍数を減算してストレスレベルをその差とし

したがって、経験的にしきい値Eを「3」とし最低脈拍数の変化が3拍以上のものを不整脈等によるエラーデータとして除去している。

〔最低脈拍数更新の信号音の発生〕

前述の通りに、測定開始後は頻繁に最低脈拍数が更新されるが数分経つと極たまにしか更新されなくなる。したがって、請求項3のストレスレベル測定装置では、ステップS3の最低脈拍数の更新時にその値をディスプレイ上に表示すると共に、信号音を発して使用者の注意を喚起するようにした。

これによって、使用者は常に計器を注視していないなくても、信号音が間隔となり、やがて聞かれなくなれば、当日の基礎脈拍数に到達したことを容易に認識することができる。

〔作用〕

上記のストレスレベル測定装置によれば、脈拍数を時間によって測定している。人間の健康状態を表すパロメータとしては血圧、体温等他に多く存在するが、これらの測定には圧力や温度を計測

- 16 -

て表現することにより、個人差をなくし、また、変化の度合いを拡大表示することを可能にする。すなわち、基礎脈拍数は個人によって大きく異なるので、基礎脈拍数で直接表示すると、グラフ表示のための目盛の範囲を広く取る必要があり、結果的にはグラフは小さく表示されることになる。

これを、基礎脈拍数と最下限基礎脈拍数との差として表せば、個人差による変動幅をある一定の範囲に収めることができる。また、基礎脈拍数と最下限基礎脈拍数との差は通常1分間当たり10~20拍程度であるので、脈拍数の絶対値(通常1分間当たり70拍前後)で表示するより変動の度合いが拡大される。

一方、当日における平均脈拍数の変動幅は1~2拍程度であるので、その細かい変動まで検出するためには平均脈拍数の計測は1/1.0拍の単位迄の精度で計測する必要が生じてくる。

最終的にこのようにして得られたストレスレベルを過去のデータと比較表示することにより極めて明瞭に本人の体温、健康状態を表示することが

- 17 -

—187—

- 18 -

できる。

【実施例】

本発明のストレスレベル測定装置の実施例を図面について説明する。

第2図は携帯用に設計したストレスレベル測定装置の外観図で、第3図は第2図のストレスレベル測定装置のディスプレイ表示の実例を示すものである。

第2図において、1、2はバンド取付け部で、ここにバンドを取付け腕に装着できるようにしている。従って、携帯して旅行中も脈拍の測定が可能になる。3は液晶ディスプレイで、幾つかのモードが設定されていて、このモード切替えによって画面表示が切替えられる。例えば、モード1では約2週間分のストレスデータをグラフ表示する。モード2では測定日時、経過時間、脈動状態、脈拍測定現在値、最低値、最下限基礎脈拍値が表示される。

第2図ではモード1の2週間分のストレスレベルのデータがグラフ表示されている。

- 19 -

なお、12は測定日時表示部で測定月日および測定時刻を時、分で表示する。13は経過時間表示部で経過時間を分で表示する。14は脈動状態表示部で脈動状態をハート印の点滅状態で表示して脈拍検出器の装着状態の点検に用いる。15は現在脈拍数表示部で測定中の現在値を拍数で表示する。16は最低脈拍数表示部で当日の脈拍測定値の最低値を拍数で表示する。17は最下限基礎脈拍数表示部で過去において計測された最低の基礎脈拍数を拍数で表示する。

第4図は本発明の構成を示すブロック図である。

図中、20は脈拍検出器で指先に光を当てて脈流による変化を受光器で検出し、脈拍数に応じた波形を発生させるものである。

21は脈拍計数器で脈拍検出器20で検出した脈拍波形より平均脈拍数を計測するための装置で、パルス増幅器22、パルスクランバ23、パルス微分器24、パルスカウント回路25、矩形波増幅器26、タイムカウンタ27より構成されている。

- 21 -

X軸が測定日で14回分が表示される。Y軸がストレスレベルを表すが、基礎脈拍数から最下限基礎脈拍数を引いた値にある定数（例えば5倍）を掛けた数値で表示される。

グラフの底辺すなわちストレスレベル“0”は最下限基礎脈拍数に相当する基準値である。中央の実線が健康と半健康の境界線を示し通常ストレスレベル“50”を表示する。下の健康の部を3分割し、上の半健康の部も3分割してそれぞれの区分のレベルを表している。

スイッチは画面の上下に4ヶづつ計8ヶある。4は電源ONスイッチ、5は計測開始のスタートスイッチ、6は測定終了のストップスイッチである。7は電源OFFスイッチ、8はカレンダ時計の修正のモードスイッチ、9は年、月、日、時間、分の選択スイッチ、10はデータを修正するスイッチである。11は画面モード切替えスイッチである。

第3図は液晶ディスプレイ3でモード2の実例を表示したものである。

- 20 -

パルス増幅器22は脈拍検出器20で検出した脈拍波形を増幅する回路、パルスクランバ23はノイズレベルをカットして、脈拍パルスを整形する回路、パルス微分器24は脈拍パルスを微分してパルスの立ち上がりを鋭くする。この脈拍に連動するパルスをマイクロコンピュータ29に送って表示のための処理をする。この表示は第3図の脈動状態表示部14で行われ、装置の装着状態の点検に利用される。パルスカウント回路25は送られて来たパルスを単位脈拍数例えば6拍分づつカウントする回路で、パルスの入力毎にコンデンサを階段状に充電し、予め定めた高さの電圧に達した時に、電圧検出ダイオードにより放電するパケット回路である。これで正確な脈拍6拍分に相当する階段状の波形が形成される。

矩形波増幅器26はパルスカウント回路25で得られた階段状の波形を整形して正確な矩形波を作り、増幅レベルを調整する回路である。タイムカウンタ27は脈拍6拍分に相当する矩形波の長さを計測するための回路であるが、

- 22 -
—188—

そのためには、クロックパルス発生器 28 から送られてくるクロックパルスの分周によって適宜なパルスを作り、矩形波の長さに比例するカウントを得る。クロックパルスを 100 ヘルツのパルスとして構成した時には 100 分の 1 秒を単位とする数値で 6 拍分の脈拍に相当する時間を表わすことができる。そしてマイクロコンピュータ 29 によって、タイムカウンタ 27 により得られたカウント数、すなわち 6 拍分の時間を逆算すれば 1 分当たりの脈拍数すなわち平均脈拍数が得られる。

〔以下余白〕

- 23 -

なお、この実施例では単位脈拍数を 6 拍、タイムカウンタの周波数を 100 ヘルツ、不整脈除去用のしきい値を 3 拍として説明する。

脈拍検出器 1 を装着し、検出光を指先に当てるとき脈流による変化を受光器が検出し、脈拍数に応じた波形が発生する。この脈拍波形は脈拍計数器 21 に入力され、パルス増幅器 22 で増幅され、パルスクランバ 23 でノイズレベルの波形がカットされ、脈拍によるパルスとして整形される。

これら一連の回路は、変動する脈波の波高値を描えると共に、不規則に現れる弱い脈拍を除去した上、爾後の脈拍数を 0.1 拍の桁数まで、精密に測定するための前処理である。

脈拍の測定において、1 脈ずつ測定したのではバラツキが大きく実用的でないため、6 拍をまとめて平均値を出し計測する。そのために、パルスクランバ 23 で整形された脈拍パルスはパルスカウント回路 25 で 6 拍分単位で処理されて階段状の波形に変換される。

次に、矩形波増幅器 26 で正確な矩形波に変換

第 5 図は第 4 図のマイクロコンピュータ 29 の部分をより詳細に示したブロック図である。30 は表示部、31 は山力部である。32 は入力部で脈拍計数器で得られた脈拍数を CPU 33 に送り演算処理を行なわせる。

34 は命令デコーダで外部入力またはタイミング回路の指示によってデータの転送、検索、演算、入山力等の命令を解説して CPU を制御する。

35 は ROM でこのシステムを制御するプログラムが記憶されている。

36 は制御アドレスで ROM や RAM 等のデータのアドレスの指定を行う。

37 は RAM で演算結果等が一時記憶されている。

38 はタイミング回路でクロックパルス発生器から与えられるクロック信号から各種のタイミング信号を発生して ROM 等に供給する。

以上のように構成されたストレスレベル測定装置の動作について第 2 図、第 3 図、第 4 図および第 5 図について説明する。

- 24 -

され、タイムカウンタ 27 に送られる。ここで脈拍 6 拍分に相当する矩形波と 100 ヘルツのパルスにより、矩形波の長さに比例するカウントが得られる。このカウント数は 100 分の 1 秒を単位とする数値で、6 拍分の脈拍に対応する時間を表している。

この数値をマイクロコンピュータ 29 の入力部 32 に送る。

測定された脈拍数はマイクロコンピュータ 29 で処理され、平均脈拍数の計算、不整脈の除去、最低平均脈拍数の更新・登録、ストレスレベルの計算、ストレスレベルの比較表示、最下限基礎脈拍数の更新・登録等の処理が行なわれる。

これらの処理を第 6 図のフローチャートによって説明する。

ステップ S11 で脈拍検出器 20 により脈拍信号のサンプルが抽出される。

ステップ S12 で測定時間内であるかどうかをチェックする。測定時間は 2 分、5 分、8 分と使用者が任意に選択して設定することができる。

- 25 -

設定した時間以内であれば、ステップ S 1 3 でパルス増幅器 2 2 から矩形波増幅器 2 6 までの一連の処理を行なって、6拍分の矩形波を形成する。

ステップ S 1 4 で上記の 6 拍分の矩形波をクロックパルス発生器 2 8 のパルスの分周で得られた 100 ヘルツのパルスによってカウントして矩形波の長さをわち時間を 1/100 秒単位で計測する。

ステップ S 1 5 ではステップ S 1 4 で得られたカウント数 T から 1 分当りの脈拍数（平均脈拍数）M を次式により演算する。

1 拍当たりの時間（分／拍）：

$$t = T \times 1/100 \times 1/60 \times 1/6 = T/36000$$

平均脈拍数（拍／分）：M = 1/t = 36000/T

ステップ S 1 6 で前回までの平均脈拍数の最低値と比較する。前回までの最低値よりも大きい場合はステップ S 1 1 に戻って次のサンプルを抽出する。前回までの最低値を下回った場合は次のステップ S 1 7 に進み、不整脈等のエラーデータの除去を行なう。

- 27 -

ず変動している。この低い値は測定時間中において、何回も切り下げられる。しかし、ほぼ一定の時間が経過すれば、それ以上は下がらなくなる。この時間は経験的に 8 分前後である。

又測定中ずっと計器を注視するのは、早朝の場合起きてできない時がある。そのような時のために、ステップ S 1 8 において測定時間中、最低脈拍数が切替わった都度、ディスプレイに表示すると共に、信号音を出して使用者に知らせるようにする。これによって使用者は計器を注視しなくても、測定状態を掴むことができる。

8 分を経過すると、ステップ S 1 2 において測定時間経過を判断してステップ S 1 9 へ飛ぶ。

ステップ S 1 9 では基礎脈拍数の決定を行なう。これは、ステップ S 1 2 において得られた最終的な平均脈拍数の最低値を基礎脈拍数として取り込み、メモリに蓄積する。ステップ S 2 0 ではステップ S 1 9 で得られた基礎脈拍数と本人の過去において計測された基礎脈拍数の最低値（最下限基礎脈拍数）とを比較する。

- 29 -

ここでは前回までの最低値を下回った数値が一定のしきい値を超えた場合は不整脈等によるエラーデータとして除去している。

前述のように脈拍の測定は 6 拍をまとめて平均値を出して計測すると、1 分当りの平均脈拍数の通常の変化では 1 ~ 2 拍位のゆるやかな変化で、上界降下を繰返すものである。しかし、この 6 拍の中に不整脈が山ると、平均値が狂い 3 ~ 4 拍も変化するのですぐそれと分る。したがって、比較器での比較条件として「3」を使用すれば、上界降下の変化が 3 拍よりも少ないものは通過させ次のステップのステップ S 1 8 に送る。3 拍以上の急激な変化のものは不整脈等によるものと判断して、カットして次の回路への伝送を防ぐ。

ステップ S 1 8 は次々に送られてくるサンプルの平均脈拍数を逐一比較し、前回迄の最低値を下回ったものが出来ば最低値を更新して登録をする。

脈拍数は数分間の間に、何回か上界降下を繰り返す。或る一定の値まで上昇すると下降し始め、低い値から再び上昇に転ずるという具合で、絶え

- 28 -

当日処理の基礎脈拍数が最下限基礎脈拍数よりも大きい時は、次のステップのステップ S 2 1 に進む。

ステップ S 2 1 ではストレスレベルの計算が行われる。ストレスレベルは当日処理の基礎脈拍数より最下限基礎脈拍数を減算して得た数値であるが、表示の都合上 5 倍にして表示する。

ステップ S 2 2 では当日計測されたストレスレベルと過去において計測されたストレスレベルが比較表示される。これは、第 2 図に示すようにモード 1 において行われ、当日計測されたストレスレベルが過去 2 週間分のストレスレベルと共に、棒グラフとして液晶ディスプレイ 3 上に表示される。なお、ステップ S 2 0 当日処理の基礎脈拍数が最下限基礎脈拍数よりも小さい時は、ステップ S 2 3 に進み、最下限基礎脈拍数の更新・登録を行なう。

その結果、ストレスレベルの計算および比較表示はそれぞれステップ S 2 4、ステップ S 2 5 において新しく更新された最下限基礎脈拍数を基準

- 30 -

にして行なわれる。

さらに、最下限基礎脈拍数を更新した時には最下限基礎脈拍数表示部17に更新値を点滅表示し、更新したことを使用者に知らせる。

なお、この実施例では、脈拍計で脈拍数を測定した場合を基にしているが、脈拍の時間間隔を直接測定しても、同様の結果が得られる。また心拍計や心電計を利用した場合も基本的には同じである。

〈使用方法〉

第2図の電源ONスイッチ4を押すと電源が入り、液晶画面にモード1のグラフが現れる。これは過去2週間分のストレスレベルを表している。次に、画面モード切替スイッチ11を押すとモード2となり計測のデータが表示される。計測スタートスイッチ5を押すと脈拍検出器20が作動し、脈拍の測定が行われる。計測時間は2分、5分、8分等任意に設定できる。測定中に現在値は刻々変わりその数値が第3図の画面上の表示部15に表示される。最低値が更新されればその都度表示

- 31 -

ラフに示したものである。

このグラフからも分かるようにこの期間のストレスレベルは、概ね健康状態を示すレベル50以下に収まっているので健康状態はほぼ良好であったといえる。所が、1月末のAで示す箇所は急激に跳ね上がっている。これを測定した時は自覚症状は余りなかったが測定値が急激に跳ね上がり測定器の故障かと思い、1時間、2時間後に再検査しても測定値が変わらず、体調を崩していることが分かった。事実軽い風邪をひいていたことが後で判明した。その後通院し2日休養する。4日目で元の状態に回復した。

第8図は1990年5月から8月中旬迄の記録である。

5月の中旬と6月の終りから7月の初めにかけて異常値B、Cが見られる。Bは風を引き2日休養して治った。Cでまた冷房で風邪を引く。通院して診断を受けたが仕事が忙しくて休養できず風邪をこじらせる。その結果がグラフ上によく現れている。

部16にその値が表示されると共に信号音が発せられ、使用者は画面を見なくとも最低値が更新されたことを知ることができる。

設定した測定時間が経過すると経過時間表示部13の数値が固定表示されると共にブザー等の信号音が発せられる。そこで、測定終了スイッチ6を押すと、自動的に画面が切り替わると共にグラフの日が繰上げられ、当日分を含めて2週間分のストレスレベルのグラフが表示される。

なお、最下限基礎脈拍数が更新された時には、表示部17にその数値が点滅表示されると共にストレスレベルのグラフはこの更新された基準値を基にして表示される。

計測が終了すれば電源OFFスイッチ7をオフにする。

〈実験例〉

本発明のストレスレベル測定装置を実際に使用した実績を次に示す。

第7図は1989年1月から4月迄の4ヶ月間毎日、朝起きた直後に8分ずつ測定した結果をグラフに示したものである。

- 32 -

また、第7図と第8図を比較して見ると、第7図の方が比較的低くしかもバラツキも少ない。これは季節変動を現しているもので、気候が良い3月、4月は平均して低い値がでるが、梅雨時のようになにかしい晴や気温の変動の激しい時は概して高い値がでる。

〔発明の効果〕

このストレスレベル測定器によれば、本人の健康状態が数字として適確に表示することができる。しかもそのデータは長期間使用すればする程、本人の基礎脈拍数の基準値すなわち最下限基礎脈拍数が真数に近付きより正確なストレスレベルを測定することができる。このストレスレベルは当日測定した本人の基礎脈拍数と過去において測定された本人の最下限基礎脈拍数との差として求めているので、個人差をなくすことができる。

また、このストレスレベルの基礎となる脈拍数の測定には100ヘルツのパルスの使用によって100分の1秒単位の精度で計測し、0.1拍の桁数までの正確な平均脈拍数が得られるので、微

- 33 -

—191—

- 34 -

妙な体の変化を測定する上で極めて有効である。このようにして求めた平均脈拍数と最下限基礎脈拍数との差をストレスレベルとして比較することによって変化の度合いを拡大して表示することができる。さらにストレスレベルをディスプレイ上に表示する時に適当な値を掛けて拡大表示することによって、脈拍の変化を明確にグラフィック表示することができる。

その結果、自分では気付かないような程度な風邪や、ストレスの蓄積状態をグラフ上で明確に知ることができ、たとえ、医学の専門知識のない一般の人でも自分の健康状態を容易に判断し、健康管理に利用することができる。

4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明のストレスレベル測定器の原理を説明するためのフローチャート、第2図は携帯用に設計したストレスレベル測定器の平面図、第3図は第2図のストレスレベル測定器のディスプレイ表示部の拡大図、第4図はストレスレベル測定器の構成を示すブロック図、第5図は第4図のマ

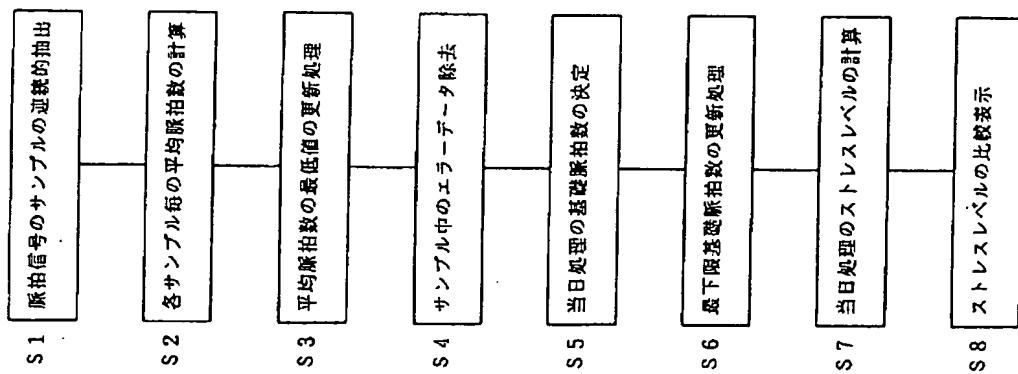
イクロコンピュータの部分をより詳細に示したブロック図、第6-1図および第6-2図は本発明の動作を説明するためのフローチャート、第7図および第8図は本発明のストレスレベル測定器によって実測した実例を示す説明図である。

図中、

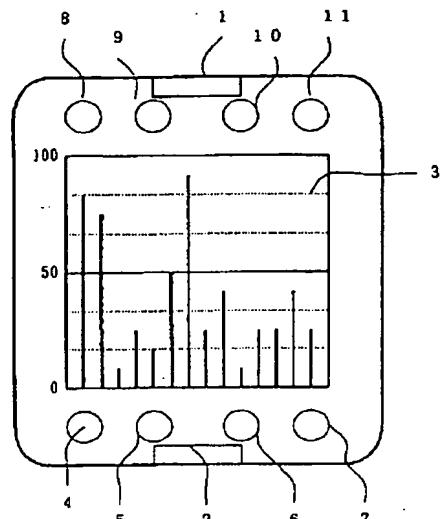
- 3 … 液晶ディスプレイ
- 2 0 … 脈拍検出器
- 2 1 … 脈拍計数器
- 2 2 … パルス増幅器
- 2 3 … パルススクリンバ
- 2 4 … パルス微分器
- 2 5 … パルスカウント回路
- 2 6 … 矩形波増幅器
- 2 7 … タイムカウンタ
- 2 8 … クロックパルス発信器
- 2 9 … マイクロコンピュータ

代理人弁理士 川島 順

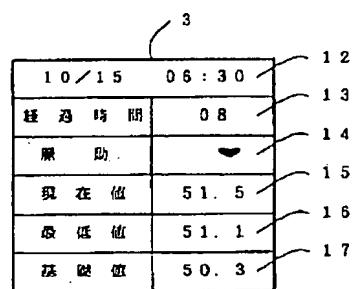
- 35 -



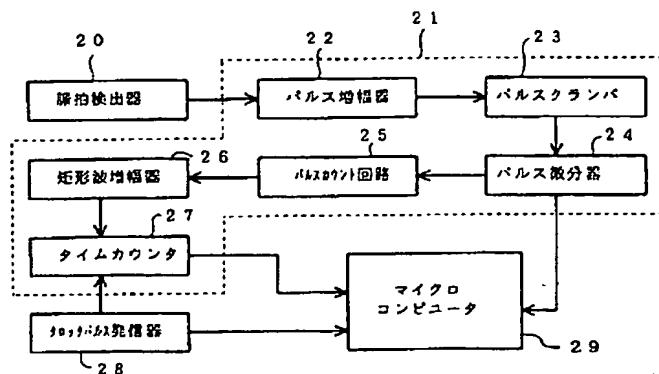
第1図



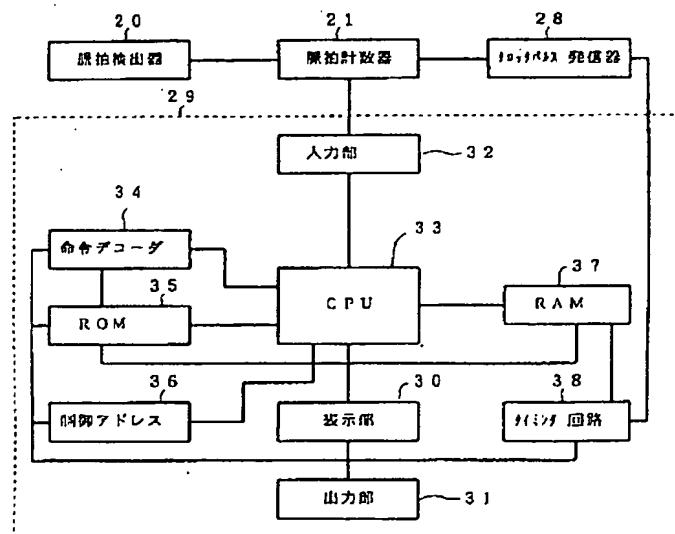
第2図



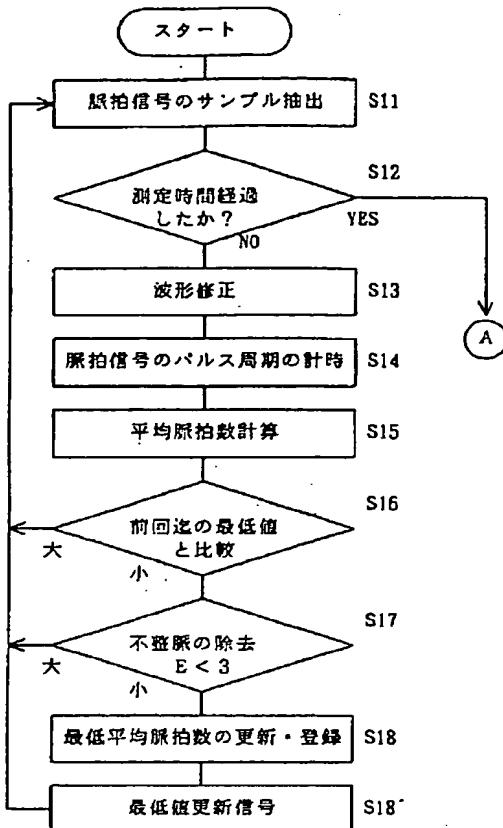
第3図



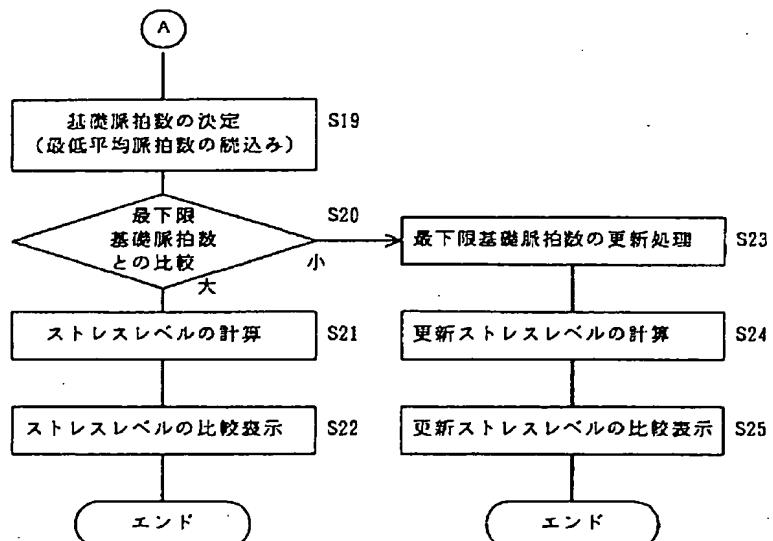
第4図



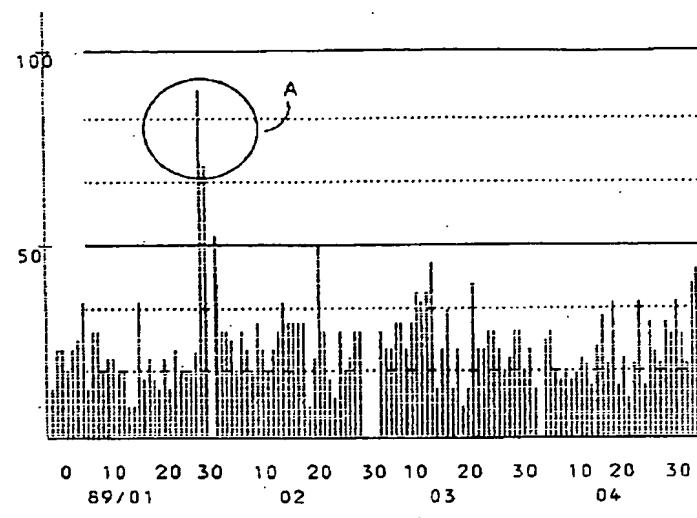
第5図



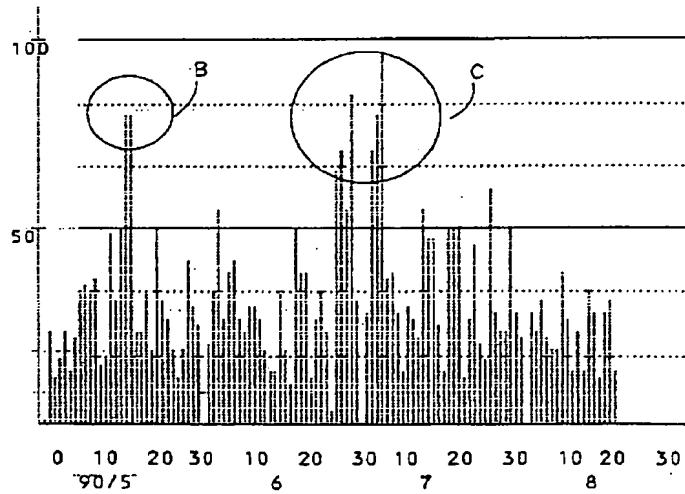
第6-1図



第6-2図



第 7 図



第 8 図